

BET  
8.7.02  
#4 | Priority  
Doc.

PATENTS

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

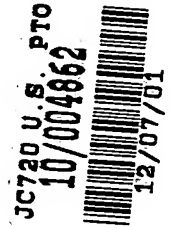
In re application of

Jacques CHEVALLET et al.

Serial No. (unknown)

Filed herewith

PRESSURE MEASUREMENT DEVICE  
COMPRISING A MOTORIZED LOAD  
SENSOR AND A PROCESS FOR  
CONTROLLING THE DEVICE



CLAIM FOR FOREIGN PRIORITY UNDER 35 U.S.C. 119  
AND SUBMISSION OF PRIORITY DOCUMENT

Commissioner of Patents

Washington, D.C. 20231

Sir:

Attached hereto is a certified copy of applicant's corresponding patent application filed in France on December 8, 2000, under No. 0015972.

Applicant herewith claims the benefit of the priority filing date of the above-identified application for the above-entitled U.S. application under the provisions of 35 U.S.C. 119.

Respectfully submitted,

YOUNG & THOMPSON

By

*Benoit Castel*

Benoit Castel  
Attorney for Applicant  
Registration No. 35,041  
745 South 23rd Street  
Arlington, VA 22202  
Telephone: 703/521-2297

December 7, 2001

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**

# BREVET D'INVENTION

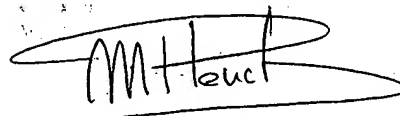
**CERTIFICAT D'UTILITÉ - CERTIFICAT D'ADDITION**

## COPIE OFFICIELLE

Le Directeur général de l'Institut national de la propriété industrielle certifie que le document ci-annexé est la copie certifiée conforme d'une demande de titre de propriété industrielle déposée à l'Institut.

Fait à Paris, le **08 NOV. 2001**

Pour le Directeur général de l'Institut  
national de la propriété industrielle  
Le Chef du Département des brevets



**Martine PLANCHE**

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**



26 bis, rue de Saint Pétersbourg  
75800 Paris Cedex 08

Téléphone : 01 53 04 53 04 Télécopie : 01 42 94 86 54

**BREVET D'INVENTION**  
**CERTIFICAT D'UTILITÉ**  
Code de la propriété intellectuelle - Livre VI




**REQUÊTE EN DÉLIVRANCE 1/2**

Remplir impérativement la 2ème page.

Cet imprimé est à remplir lisiblement à l'encre noire

08 540 W / 190600

<b>REMISE DES BREVETS</b> DATE <b>75 INPI PARIS</b> LIEU N° D'ENREGISTREMENT NATIONAL ATTRIBUÉ PAR L'INPI DATE DE DÉPÔT ATTRIBUÉE PAR L'INPI <b>0015972</b> <b>08 DEC. 2000</b>		<b>1 NOM ET ADRESSE DU DEMANDEUR OU DU MANDATAIRE</b> À QUI LA CORRESPONDANCE DOIT ÊTRE ADRESSÉE <b>CABINET PHILIPPE KOHN</b> <b>30, rue Hoche</b> <b>F-93500 Pantin</b>	
<b>Vos références pour ce dossier</b> (facultatif) B-0772-FR			
<b>Confirmation d'un dépôt par télécopie</b> <input type="checkbox"/> N° attribué par l'INPI à la télécopie			
<b>2 NATURE DE LA DEMANDE</b>		<b>Cochez l'une des 4 cases suivantes</b>	
Demande de brevet		<input checked="" type="checkbox"/>	
Demande de certificat d'utilité		<input type="checkbox"/>	
Demande divisionnaire		<input type="checkbox"/>	
Demande de brevet initiale		N°	Date
ou demande de certificat d'utilité initiale		N°	Date
Transformation d'une demande de brevet européen		N°	Date
Demande de brevet initiale		N°	Date
<b>3 TITRE DE L'INVENTION (200 caractères ou espaces maximum)</b> Dispositif pour la mesure de pression comportant un capteur d'effort motorisé			
<b>4 DÉCLARATION DE PRIORITÉ</b> <b>OU REQUÊTE DU BÉNÉFICE DE</b> <b>LA DATE DE DÉPÔT D'UNE</b> <b>DEMANDE ANTÉRIEURE FRANÇAISE</b>		Pays ou organisation Date N° Pays ou organisation Date N° Pays ou organisation Date N° <input type="checkbox"/> S'il y a d'autres priorités, cochez la case et utilisez l'imprimé «Suite»	
<b>5 DEMANDEUR</b>		<input type="checkbox"/> S'il y a d'autres demandeurs, cochez la case et utilisez l'imprimé «Suite»	
Nom ou dénomination sociale		HOSPAL INTERNATIONAL MARKETING MANAGEMENT	
Prénoms			
Forme juridique		Société en nom collectif	
N° SIREN			
Code APE-NAF			
Adresse	Rue	61, avenue Tony Garnier	
	Code postal et ville	69007	Lyon
Pays		France	
Nationalité		Française	
N° de téléphone (facultatif)			
N° de télécopie (facultatif)			
Adresse électronique (facultatif)			

<b>REMISE DES PIÈCES</b> <b>DATE 75 INPI PARIS</b> <b>LIEU</b> <b>N° D'ENREGISTREMENT</b> <b>NATIONAL ATTRIBUÉ PAR L'INPI</b>		<b>0015972</b>		<b>08 540 W / 190600</b>	
<b>Vos références pour ce dossier :</b> <i>(facultatif)</i>			<b>B-0772-FR</b>		
<b>6 MANDATAIRE</b>					
<b>Nom</b>			<b>KOHN</b>		
<b>Prénom</b>			<b>Philippe</b>		
<b>Cabinet ou Société</b>			<b>CABINET PHILIPPE KOHN</b>		
<b>N ° de pouvoir permanent et/ou de lien contractuel</b>					
<b>Adresse</b>	<b>Rue</b>		<b>30, rue Hoche</b>		
	<b>Code postal et ville</b>		<b>93500</b>	<b>Pantin</b>	
<b>N° de téléphone (facultatif)</b>			<b>01 41 71 00 10</b>		
<b>N° de télécopie (facultatif)</b>			<b>01 41 71 01 17</b>		
<b>Adresse électronique (facultatif)</b>			<b>kohn@compuserve.com</b>		
<b>7 INVENTEUR (S)</b>					
<b>Les inventeurs sont les demandeurs</b>			<input type="checkbox"/> Oui <input checked="" type="checkbox"/> Non <b>Dans ce cas fournir une désignation d'inventeur(s) séparée</b>		
<b>8 RAPPORT DE RECHERCHE</b>			<b>Uniquement pour une demande de brevet (y compris division et transformation)</b>		
<b>Établissement immédiat ou établissement différé</b>			<input checked="" type="checkbox"/> <b>Établissement immédiat</b> <input type="checkbox"/> <b>Établissement différé</b>		
<b>Paiement échelonné de la redevance</b>			<b>Paiement en deux versements, uniquement pour les personnes physiques</b> <input type="checkbox"/> Oui <input checked="" type="checkbox"/> Non		
<b>9 RÉDUCTION DU TAUX DES REDEVANCES</b>			<b>Uniquement pour les personnes physiques</b> <input type="checkbox"/> Requête pour la première fois pour cette invention ( <i>joindre un avis de non-imposition</i> ) <input type="checkbox"/> Requête antérieurement à ce dépôt ( <i>joindre une copie de la décision d'admission pour cette invention ou indiquer sa référence</i> ) :		
<b>Si vous avez utilisé l'imprimé «Sulte», indiquez le nombre de pages jointes</b>					
<b>10 SIGNATURE DU DEMANDEUR OU DU MANDATAIRE</b> <b>(Nom et qualité du signataire)</b> <b>Philippe KOHN</b> <b>CPI N° 92-1131</b>			<b>VISA DE LA PRÉFECTURE OU DE L'INPI</b>  <b>C. TRAN</b>		

DÉPARTEMENT DES BREVETS

26 bis, rue de Saint Pétersbourg

75800 Paris Cedex 08


Téléphone : 01 53 04 53 04 Télécopie : 01 42 93 59 30

**DÉSIGNATION D'INVENTEUR(S) Page N° 1.. / 1..**

(Si le demandeur n'est pas l'inventeur ou l'unique inventeur)

Cet imprimé est à remplir lisiblement à l'encre noire

DB 113 W / 260899

<b>Vos références pour ce dossier</b> (facultatif)		B-0772-FR	
<b>N° D'ENREGISTREMENT NATIONAL</b>		0015972	
<b>TITRE DE L'INVENTION (200 caractères ou espaces maximum)</b> Dispositif pour la mesure de pression comportant un capteur d'effort motorisé			
<b>LE(S) DEMANDEUR(S) :</b> HOSPAL INTERNATIONAL MARKETING MANAGEMENT			
<b>DESIGNE(NT) EN TANT QU'INVENTEUR(S) : (Indiquez en haut à droite «Page N° 1/1» S'il y a plus de trois inventeurs, utilisez un formulaire identique et numérotez chaque page en indiquant le nombre total de pages).</b>			
<b>Nom</b>		CHEVALLET	
<b>Prénoms</b>		Jacques	
<b>Adresse</b>	<b>Rue</b>	8, route de Ternay	
	<b>Code postal et ville</b>	69360	Sérézin du Rhône
<b>Société d'appartenance (facultatif)</b>			
<b>Nom</b>		COURT	
<b>Prénoms</b>		Thierry	
<b>Adresse</b>	<b>Rue</b>	2, place Wilson	
	<b>Code postal et ville</b>	69100	Villeurbanne
<b>Société d'appartenance (facultatif)</b>			
<b>Nom</b>			
<b>Prénoms</b>			
<b>Adresse</b>	<b>Rue</b>		
	<b>Code postal et ville</b>		
<b>Société d'appartenance (facultatif)</b>			
<b>DATE ET SIGNATURE(S) DU (DES) DEMANDEUR(S) OU DU MANDATAIRE (Nom et qualité du signataire) le 7 décembre 2000 Philippe KOHN CPI No. 92-1131</b>			

## **"Dispositif pour la mesure de pression comportant un capteur d'effort motorisé"**

La présente invention concerne un dispositif pour la mesure de la pression du sang.

5        La présente invention concerne plus particulièrement un dispositif pour la mesure de la pression du sang qui est utilisé dans un dispositif de traitement sanguin extracorporel dans lequel le sang est prélevé sur un patient pour être traité puis réintroduit dans le corps du patient (notamment en vue de réaliser une  
10    dialyse), au moyen d'un circuit sanguin extracorporel comprenant des conduits et comportant au moins un tronçon pour la mesure de la pression du sang circulant dans un conduit.

Un type connu de tronçon de mesure de pression comporte, dans une paroi sensiblement rigide, un trou qui est  
15    fermé de manière étanche par un élément de fermeture dont la face interne est en contact avec le sang et dont la face externe est en contact avec l'air ambiant, l'élément de fermeture étant susceptible de se déformer, ou de se déplacer, élastiquement globalement suivant un axe de déformation, ou de déplacement,  
20    sensiblement orthogonal à son plan général, sous l'action de la pression du sang ; le tronçon de mesure de pression est prévu pour être monté sur une structure de support qui porte notamment un capteur d'effort agencé sensiblement en vis-à-vis de l'élément de fermeture, suivant l'axe de déformation, le capteur d'effort  
25    étant en contact, par l'intermédiaire de l'extrémité axiale d'un organe sensible, avec la face externe de l'élément de fermeture de manière à mesurer la force appliquée axialement sur la face interne de l'élément de fermeture par la pression du sang, pour en déduire la valeur de cette pression.

30        Généralement, ce type de dispositif de traitement sanguin extracorporel comporte une partie de circuit qui est constituée d'un boîtier, ou cassette, du type « disposable », ou « jetable », intégrant des conduits qui sont raccordés au circuit sanguin extracorporel.



Un tronçon de mesure de pression est par exemple moulé dans la cassette.

Ce tronçon comporte généralement une membrane souple, déformable élastiquement suivant un axe de déformation, qui est  
5 agencée en vis-à-vis d'un capteur d'effort.

La cassette est montée sur une structure de support qui comporte par exemple des capteurs, des moyens d'affichage, des moyens de pompage, une interface de commande, une unité électronique de commande, etc.

10 La structure de support comporte en particulier au moins un capteur d'effort qui est muni d'un transmetteur d'effort et qui mesure les forces appliquées par la membrane sur le transmetteur en vue d'en déduire la valeur de la pression du sang dans le tronçon de mesure de pression.

15 Le montage de la cassette sur la structure de support doit être suffisamment précis pour que, en l'absence de gradient de pression entre les deux faces de la membrane, l'extrémité axiale de l'organe sensible du capteur d'effort soit en contact avec la face externe de la membrane.

20 Généralement, en l'absence de gradient de pression entre les deux faces de la membrane, le transmetteur d'effort applique une force de précontrainte initiale  $F_0$  sur la face externe de la membrane.

La fixation de la cassette sur la structure de support doit  
25 donc être très rigide, sans jeu, de manière à éviter, pendant le fonctionnement du dispositif de traitement sanguin, des déplacements relatifs de la membrane par rapport au transmetteur d'effort, ce qui provoquerait des variations des forces appliquées sur la face externe de la membrane, en particulier des variations  
30 de la force de précontrainte  $F_0$ .

La force de précontrainte dépend des tolérances dimensionnelles de la cassette et du tronçon de mesure de pression, ainsi que des tolérances dimensionnelles du transmetteur d'effort.

L'invention vise à remédier à ces inconvénients.

Dans ce but, l'invention propose un dispositif pour la mesure de la pression du sang destiné à coopérer avec un tronçon pour la mesure de la pression du sang circulant dans un conduit, le tronçon de mesure de pression comportant dans une paroi sensiblement rigide, un trou qui est fermé de manière étanche par un élément de fermeture dont la face interne est en contact avec le sang et dont la face externe est en contact avec l'air ambiant, l'élément de fermeture étant susceptible de se déformer, ou de se déplacer, élastiquement globalement suivant un axe de déformation, ou de déplacement, sensiblement orthogonal à son plan général, sous l'action de la pression du sang, le dispositif de mesure de pression comportant un capteur d'effort solidaire d'une structure de support prévue pour supporter le tronçon de mesure de pression de façon que le capteur d'effort soit agencé sensiblement en vis-à-vis de l'élément de fermeture, suivant l'axe de déformation, le capteur d'effort étant prévu pour être en contact, par l'intermédiaire de l'extrémité axiale d'un organe sensible, avec la face externe de l'élément de fermeture de manière à mesurer la force appliquée axialement sur la face interne de l'élément de fermeture par la pression du sang, pour en déduire la valeur de cette pression, caractérisé en ce qu'il comporte des moyens commandés de déplacement axial relatif de l'organe sensible, ou du tronçon de mesure, par rapport à la structure de support, de manière à permettre le réglage de la position axiale de l'organe sensible par rapport à la face externe de l'élément de fermeture associé, notamment en vue d'effectuer une opération de tarage initial.

Grâce à l'invention, il est possible d'appliquer sur la membrane une force de précontrainte déterminée.

Selon d'autres caractéristiques de l'invention :

- les moyens de déplacement axial comportent un dispositif d'immobilisation de l'organe sensible, respectivement du tronçon de mesure, dans une position axiale choisie ;

- les moyens de déplacement axial comportent un actionneur linéaire qui est susceptible de déplacer axialement le capteur d'effort et son organe sensible ;

- le dispositif de traitement sanguin extracorporel comporte  
5 un transmetteur d'effort qui s'interpose entre l'élément de fermeture et le capteur d'effort qui est fixe, et en ce que le transmetteur d'effort est commandé en déplacement axial, par rapport au capteur d'effort, par un actionneur linéaire ;

- l'actionneur linéaire comporte un moteur électrique du  
10 type pas à pas ;

- l'élément de fermeture est réalisé en une seule pièce avec la paroi rigide associée ;

- l'élément de fermeture est réalisé par moulage avec la paroi rigide associée.

15 D'autres caractéristiques et avantages de l'invention apparaîtront à la lecture de la description détaillée qui suit pour la compréhension de laquelle on se reportera aux dessins annexés dans lesquels :

- la figure 1 est une vue en perspective qui représente  
20 schématiquement un dispositif de traitement sanguin extracorporel réalisé conformément aux enseignements de l'invention ;

- la figure 2 est une vue de dessus qui représente schématiquement la cassette du dispositif de la figure précédente ;

- la figure 3 est une vue schématique partiellement en coupe transversale qui représente un système de mesure de pression conforme aux enseignements de l'invention ;

- la figure 4 est une vue schématique en coupe axiale qui représente la structure de l'actionneur linéaire du système de  
30 mesure de pression de la figure précédente ;

- la figure 5 est un diagramme qui illustre la valeur de la force mesurée par le capteur d'effort du système de mesure de pression de la figure 3 en fonction du déplacement axial du transmetteur d'effort associé, vers l'avant et vers l'arrière ;

- la figure 6 est une vue similaire à celle de la figure 3 qui représente une première variante de réalisation du système de mesure de pression selon l'invention dans laquelle l'actionneur linéaire est susceptible de déplacer axialement le capteur d'effort et le transmetteur d'effort ;

- la figure 7 est une vue similaire à celle de la figure 3 qui représente une deuxième variante de réalisation du système de mesure de pression selon l'invention comportant un élément de fermeture moulé dans la paroi principale du tronçon de mesure de pression.

Dans la description qui suit, des éléments identiques ou similaires seront désignés par des références identiques.

On a représenté sur la figure 1 un dispositif de traitement sanguin extracorporel 10 en vue de réaliser une dialyse.

Ce dispositif 10 est prévu pour prélever le sang d'un patient, pour le traiter en vue d'effectuer une dialyse, puis pour le réintroduire dans le corps du patient.

Ce dispositif 10 comporte un circuit sanguin extracorporel 12 (représenté ici partiellement) comprenant des conduits 14 et comportant au moins un tronçon 16 pour la mesure de la pression du sang circulant dans un conduit 14.

Une partie du circuit sanguin extracorporel 12 est constituée ici d'un boîtier 18, aussi appelé cassette, de forme sensiblement parallélépipédique qui comporte, dans son épaisseur, des conduits 14 pour la circulation du sang qui sont raccordés aux autres conduits 14 du circuit sanguin extracorporel 12.

La cassette 18 comporte ici deux tronçons de mesure de pression 16 similaires qui sont réalisés dans son épaisseur.

La cassette 18 est prévue pour être montée sur une plaque de support 20 d'un appareil de dialyse 22 qui comporte notamment des moyens de pompage 24 pour faire circuler le sang dans le circuit 12 et des moyens de contrôle de certains paramètres du circuit 12, en particulier des capteurs d'effort 26

qui coopèrent avec les tronçons 16 pour contrôler la pression dans des conduits 14 du circuit 12.

La cassette 18 est réalisée par exemple par moulage en polycarbonate, ou en polypropylène, ou dans un autre matériau adapté.

Dans la suite de la description on ne décrira qu'un seul tronçon 16.

Le tronçon de mesure de pression 16, qui est représenté schématiquement sur la figure 3, forme ici un compartiment 28 sensiblement parallélépipédique qui est intercalé entre deux branches 30, 32 d'un conduit 14, et qui est par exemple moulé avec la cassette 18.

Selon une variante de réalisation (non représentée) du tronçon de mesure de pression 16, celui-ci peut être un module rapporté sur la cassette 18.

Une paroi sensiblement rigide, ou paroi principale 34, du tronçon de mesure de pression 16 comporte un trou 36 qui est fermé de manière étanche par un élément de fermeture 38 dont la face interne 40 est en contact avec le sang et dont la face externe 42 est en contact avec l'air ambiant.

Dans la suite de la description, on utilisera une orientation axiale suivant un axe A-A qui est sensiblement orthogonal au plan général de la paroi principale 34 et qui traverse le trou 36 en son centre.

On définit aussi arbitrairement une orientation d'avant en arrière suivant l'axe A-A qui correspond à une orientation de haut en bas sur la figure 3.

Lorsque la cassette 18 est montée sur sa plaque de support 20, la paroi principale 34 du tronçon de mesure de pression 16 est prévue pour être agencée en vis-à-vis de la plaque de support 20, de manière que l'élément de fermeture 38 soit en vis-à-vis d'un capteur d'effort 26 qui est monté dans l'appareil 22.

Sur la figure 2 on a représenté la cassette 18 vue du côté de la paroi principale 34.

L'élément de fermeture 38 est ici une membrane souple qui a sensiblement la forme d'un disque.

5 Sur la figure 3, la membrane 38 comporte un bourrelet torique périphérique 44 pour son montage dans une gorge annulaire complémentaire 46 qui est réalisée dans la face externe 48 de la paroi principale 34, au voisinage du trou 36.

10 Un anneau de retenue 50 est fixé, par exemple par collage, sur la face externe 48 de la paroi principale 34, par dessus le bourrelet torique 44, de manière à retenir axialement la membrane principale 38.

La membrane 38 est susceptible de se déformer élastiquement globalement suivant un axe de déformation A-A  
15 sensiblement orthogonal à son plan général, sous l'action de la pression du sang.

Lorsque la membrane 38 est dans son état de repos, c'est à dire lorsqu'elle n'est pas déformée, la pression du sang étant sensiblement égale à la pression de l'air ambiant, la partie  
20 centrale de sa face externe 42 est prévue pour être en contact avec un transmetteur d'effort 52 qui constitue l'organe sensible d'un capteur d'effort 26.

Le capteur d'effort 26 mesure ainsi la force appliquée axialement sur la face interne 40 de la membrane 38 par la  
25 pression du sang, pour en déduire la valeur de cette pression.

Conformément aux enseignements de l'invention, le dispositif de traitement sanguin extracorporel 10 comporte des moyens commandés de déplacement axial relatif du transmetteur d'effort 52 par rapport à la plaque de support 20 de l'appareil 22.

30 Sur la figure 3, on a représenté un capteur d'effort 26 du type à poutre de flexion 54 qui est fixé par une extrémité sur une patte de support 56 et qui comporte à son extrémité opposée un actionneur linéaire 58.

La patte de support 56 est fixe par rapport à la plaque de support 20 de l'appareil 22.

L'actionneur linéaire 58, qui s'intercale entre le capteur d'effort 26 et le transmetteur d'effort 52, comporte une plaque de fixation 60 à l'extrémité associée de la poutre de flexion 54.

L'actionneur linéaire 58 comporte un moteur électrique 62 et un arbre fileté 64 d'axe sensiblement confondu avec l'axe de déformation A-A de la membrane 38.

Le transmetteur d'effort 52 est fixé à une extrémité axiale de l'arbre fileté 64.

Sur la figure 4 on a représenté schématiquement la structure de l'actionneur linéaire 58.

Le moteur électrique 62 comporte un stator 66 qui, lorsqu'il est alimenté en courant électrique, provoque la rotation du rotor 68 du moteur 62 dans les paliers 70. Le rotor 68 est coaxial à l'axe A-A.

Le rotor 68 est solidaire en rotation d'un écrou 72 et l'ensemble est immobile en translation axiale, de manière que lorsque le rotor 68 tourne il provoque le déplacement axial de l'arbre fileté 64, vers l'avant ou vers l'arrière.

On utilise par exemple un actionneur linéaire 58 qui produit des déplacements axiaux par pas de vingt-et-un ou quarante-deux micromètres.

Avantageusement, l'actionneur linéaire 58 est piloté de la manière suivante.

Avant le montage de la cassette 18 munie du tronçon de mesure de pression 16, on commande le déplacement axial du transmetteur d'effort 52 vers l'arrière, de manière à éviter des surcharges accidentelles du capteur d'effort 26 pendant le montage de la cassette 18.

Lorsque la cassette 18 est fixée sur sa plaque de support 20, le transmetteur d'effort 52 n'est donc pas en contact avec la face externe 42 de la membrane 38.

On effectue ensuite un tarage initial de la membrane 38 en commandant le déplacement axial du transmetteur d'effort 52 vers l'avant, c'est-à-dire vers le haut en considérant la figure 3, jusqu'à ce qu'il soit en contact avec la face externe 42 de la  
5 membrane 38 et qu'il applique une force de précontrainte initiale  $F_0$  déterminée.

Dès que le transmetteur d'effort 52 occupe la position axiale choisie, on arrête la rotation du moteur 62.

Dans le cas d'un moteur 62 du type pas à pas, il suffit  
10 d'alimenter le moteur 62 en position de maintien pour immobiliser axialement le transmetteur d'effort 52.

Si le moteur 62 n'est pas du type pas à pas, il est nécessaire de prévoir un dispositif d'immobilisation axiale 74 qui verrouille l'arbre fileté 64 dans la position axiale choisie.

15 Le dispositif d'immobilisation axiale 74 est par exemple un dispositif qui bloque l'arbre fileté 64 en rotation, de manière à garantir que la position axiale choisie ne varie pas au cours des mesures de pression, notamment en fonction des forces appliquées sur le transmetteur d'effort 52.

20 On note que l'opération de tarage initial est effectuée alors que la membrane 38 est dans son état de repos, c'est à dire en l'absence de gradient de pression entre sa face externe 42 et sa face interne 40.

Par conception, l'actionneur linéaire 58 comporte des jeux  
25 mécaniques axiaux, même s'il est conçu pour réaliser des positionnements axiaux très précis.

Ces jeux mécaniques de l'actionneur linéaire 58 sont dus notamment aux jeux entre le rotor 68 du moteur électrique 62 et ses paliers 70, et aux jeux entre les filets de l'écrou 72 et les  
30 filets de l'arbre fileté 64.

Si l'arbre fileté 64 se déplace toujours dans le même sens et s'il existe toujours une force axiale appliquée sur l'arbre fileté 64, soit vers l'arrière, soit vers l'avant, alors toutes les pièces



comportant des jeux axiaux sont en appui axial du même côté, et les jeux axiaux sont donc sans effet sur les mesures de pression.

Il existe donc un phénomène de rattrapage de jeu mécanique qui est mis en évidence sur le diagramme de la figure 5 qui illustre, à pression constante, la force de précontrainte  $F_0$  mesurée par le capteur d'effort 26 en fonction du déplacement axial  $d_a$  du transmetteur d'effort 52, et donc de la tige filetée 64, vers l'avant et vers l'arrière.

La courbe  $f_1$  orientée en montée correspond à un déplacement axial  $d_a$  du transmetteur d'effort 52 vers l'avant, c'est à dire vers la membrane 38, et donc à une augmentation de la force de précontrainte  $F_0$  mesurée par le capteur d'effort 26.

Cette courbe  $f_1$  comporte une première portion non linéaire, entre les points A et B, et une deuxième portion sensiblement linéaire, entre les points B et C.

La portion non linéaire de la courbe  $f_1$  s'explique par la présence de jeux axiaux, certaines pièces n'étant pas encore en appui axial vers l'avant.

A partir du point B, la courbe  $f_1$  est sensiblement linéaire car toutes les pièces comportant des jeux axiaux sont en appui axial vers l'avant.

On observe les mêmes caractéristiques sur la courbe  $f_2$  qui est orientée en descente et qui correspond à un déplacement axial  $d_a$  du transmetteur d'effort 52 vers l'arrière, et donc à une diminution de la force de précontrainte  $F_0$  mesurée par le capteur d'effort 26.

La portion non linéaire de la courbe  $f_2$  est située au début de la descente, entre les points C et D, puis la courbe  $f_2$  est sensiblement linéaire jusqu'au point A.

Il est donc nécessaire d'avoir, lors du positionnement du transmetteur d'effort 52 par rapport à la membrane 38 en vue de réaliser des mesures de pression, une force de précontrainte  $F_0$  initiale suffisante pour que le dispositif de mesure de pression travaille dans la zone de linéarité de l'actionneur linéaire 58, c'est

à dire là où les jeux axiaux sont sans effet sur les mesures de pression.

Pour la même raison, lorsque l'on souhaite effectuer un nouveau tarage initial, par exemple si le premier ne s'est pas  
5 déroulé correctement, il est nécessaire de commander le déplacement axial du transmetteur d'effort 52 jusqu'à sa position d'origine, c'est à dire une position axiale dans laquelle aucune force de précontrainte n'est appliquée sur la membrane 38.

Avantageusement, avant le positionnement axial définitif  
10 du transmetteur d'effort 52 pour la mesure, on effectue une analyse de la réponse de la membrane 38 à une force de précontrainte  $F_0$  en fonction d'un déplacement axial  $d_a$  du transmetteur d'effort 52, et on obtient un diagramme similaire à celui de la figure 5.

15 Cette analyse de la réponse de la membrane 38 permet d'obtenir des informations très pertinentes sur les caractéristiques mécaniques de la membrane 38 avant son utilisation pour des mesures de pression.

En particulier, ces informations peuvent être exploitées en  
20 vue d'identifier un défaut de la membrane 38, par exemple une épaisseur axiale insuffisante, ou en vue de déterminer une force de précontrainte  $F_0$  optimale pour des mesures de pression du sang supérieures à la pression de l'air ambiant, dites pressions « positives », et pour des mesures de pression du sang  
25 inférieures à la pression de l'air ambiant, dites pressions « négatives ».

Selon une première variante de réalisation de l'invention, qui est représentée sur la figure 6, on peut réaliser un système de mesure de pression dans lequel l'actionneur linéaire 58 est fixé  
30 sur une patte de support 56 de l'appareil 22, et dans lequel le capteur d'effort 26 est fixé à l'extrémité axiale avant de l'arbre fileté 64, avec son transmetteur d'effort 52.

Lorsque l'on pilote l'actionneur linéaire 58 on commande alors les déplacements axiaux du capteur d'effort 26 avec le transmetteur d'effort 52.

Le fonctionnement de cette variante est analogue au  
5 fonctionnement du mode de réalisation qui est représenté sur la figure 3.

On a représenté une deuxième variante de réalisation de l'invention, qui est représentée sur la figure 7, dans laquelle l'élément de fermeture 38 du trou 36 est réalisé en une seule  
10 pièce avec la paroi principale 34, par exemple par moulage.

L'élément de fermeture 38 comporte ici une pastille centrale 76 sensiblement rigide, en forme de disque, qui est délimitée par une zone annulaire périphérique amincie 78 d'épaisseur axiale inférieure à l'épaisseur axiale de la paroi  
15 principale 34, de manière à constituer une zone déformable élastiquement.

Ainsi, sous l'action de la pression du sang dans le compartiment 28, et grâce à la déformation élastique de la zone amincie 78, la pastille centrale 76 est susceptible de se déplacer  
20 globalement suivant un axe de déplacement qui est sensiblement orthogonal au plan général de la pastille 76 et qui correspond à l'axe de déformation A-A de la membrane 38 du mode de réalisation représenté sur la figure 3.

L'actionneur linéaire 58, le capteur d'effort 26 et le  
25 transmetteur d'effort 52 sont ici agencés de manière analogue à l'agencement du mode de réalisation représenté sur la figure 3.

Le fonctionnement de cette variante est analogue au fonctionnement du mode de réalisation qui est représenté sur la figure 3.

30 On constate que l'utilisation de moyens commandés de déplacement axial du transmetteur d'effort 52 par rapport à la plaque de support 20 est particulièrement avantageuse dans le cas d'un élément de fermeture 38 qui est réalisé en une seule

pièce avec la paroi rigide 34, comme dans la deuxième variante de réalisation qui est représentée sur la figure 7.

En effet, les déplacements axiaux de la pastille centrale 76 étant beaucoup plus faibles que ceux des membranes souples, les tolérances dimensionnelles sont plus exigeantes.

Dans le cas des membranes souples, les tolérances dimensionnelles admissibles sont de l'ordre de 0,2 à 0,3 millimètres, alors que dans le cas des pastilles centrales 76 les tolérances dimensionnelles admissibles sont de l'ordre de quelques micromètres.

Or, les techniques de moulage de la cassette 18, en particulier si l'élément de fermeture 38 n'est pas injecté directement dans la cassette 18 mais si il est réalisé sous la forme d'une pièce rapportée qui est soudée dans la cassette 18, ne permettent pas de garantir des tolérances dimensionnelles de l'ordre de quelques micromètres.

Grâce à l'invention, il est possible de positionner précisément le transmetteur d'effort 52 par rapport à la cassette 18 et à la pastille centrale 76, ce qui permet de compenser les variations de dimensions dues aux tolérances de fabrication des cassettes 18 et donc de garantir dans tous les cas des mesures de pression précises.

Dans les modes de réalisation qui ont été décrits précédemment, on a utilisé le principe du déplacement axial du transmetteur d'effort 52 par rapport à la plaque de support 20 et donc par rapport à la cassette 18.

Selon une variante de réalisation (non représentée) de l'invention, qui correspond à une inversion mécanique de ce principe, on déplace axialement la cassette 18 par rapport à la plaque de support 20, ou on déplace axialement la plaque de support 20 munie de la cassette 18 par rapport à l'appareil 22, de manière à positionner axialement la face externe 42 de l'élément de fermeture 38 par rapport au transmetteur d'effort 52 qui est fixe.

## REVENDICATIONS

1. Dispositif pour la mesure de la pression du sang destiné à coopérer avec un tronçon (16) pour la mesure de la pression du sang circulant dans un conduit (14), le tronçon de mesure de pression (16) comportant dans une paroi (34) sensiblement rigide, un trou (36) qui est fermé de manière étanche par un élément de fermeture (38) dont la face interne (40) est en contact avec le sang et dont la face externe (42) est en contact avec l'air ambiant, l'élément de fermeture (38) étant susceptible de se déformer, ou de se déplacer, élastiquement globalement suivant un axe de déformation (A-A), ou de déplacement, sensiblement orthogonal à son plan général, sous l'action de la pression du sang, le dispositif de mesure de pression comportant un capteur d'effort (26) solidaire d'une structure de support (20, 22) prévue pour supporter le tronçon de mesure de pression (16) de façon que le capteur d'effort (26) soit agencé sensiblement en vis-à-vis de l'élément de fermeture (38), suivant l'axe de déformation (A-A), le capteur d'effort (26) étant prévu pour être en contact, par l'intermédiaire de l'extrémité axiale d'un organe sensible (52), avec la face externe (42) de l'élément de fermeture (38) de manière à mesurer la force appliquée axialement sur la face interne (40) de l'élément de fermeture (38) par la pression du sang, pour en déduire la valeur de cette pression,

caractérisé en ce qu'il comporte des moyens (58) commandés de déplacement axial relatif de l'organe sensible (52), ou du tronçon de mesure (16), par rapport à la structure de support (20, 22), de manière à permettre le réglage de la position axiale de l'organe sensible (52) par rapport à la face externe (42) de l'élément de fermeture (38) associé, notamment en vue d'effectuer une opération de tarage initial.

2. Dispositif (10) selon la revendication précédente, caractérisé en ce que les moyens (58) de déplacement axial comportent un dispositif d'immobilisation (74) de l'organe sensible

(52), respectivement du tronçon de mesure (16), dans une position axiale choisie.

3. Dispositif (10) selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce que les moyens (58) de  
5 déplacement axial comportent un actionneur linéaire (58) qui est susceptible de déplacer axialement le capteur d'effort (26) et son organe sensible (52).

4. Dispositif (10) selon l'une quelconque des revendications 1 ou 2, caractérisé en ce qu'il comporte un transmetteur  
10 d'effort (52) qui s'interpose entre l'élément de fermeture (38) et le capteur d'effort (26) qui est fixe, et en ce que le transmetteur d'effort (52) est commandé en déplacement axial, par rapport au capteur d'effort (26), par un actionneur linéaire (58).

5. Dispositif (10) selon l'une quelconque des revendications  
15 3 ou 4, caractérisé en ce que l'actionneur linéaire (58) comporte un moteur électrique (62) du type pas à pas.

6. Dispositif (10) selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce que l'élément de fermeture  
(38) est réalisé en une seule pièce avec la paroi rigide (34)  
20 associée.

7. Dispositif (10) selon la revendication précédente, caractérisé en ce que l'élément de fermeture (38) est réalisé par moulage avec la paroi rigide (34) associée.

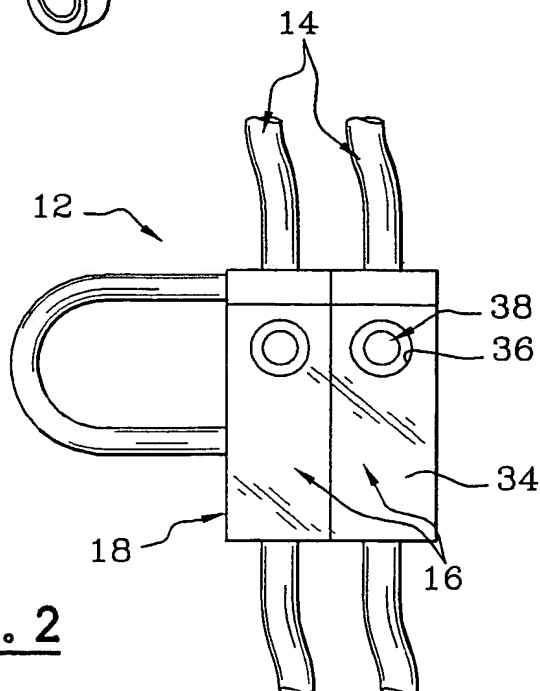
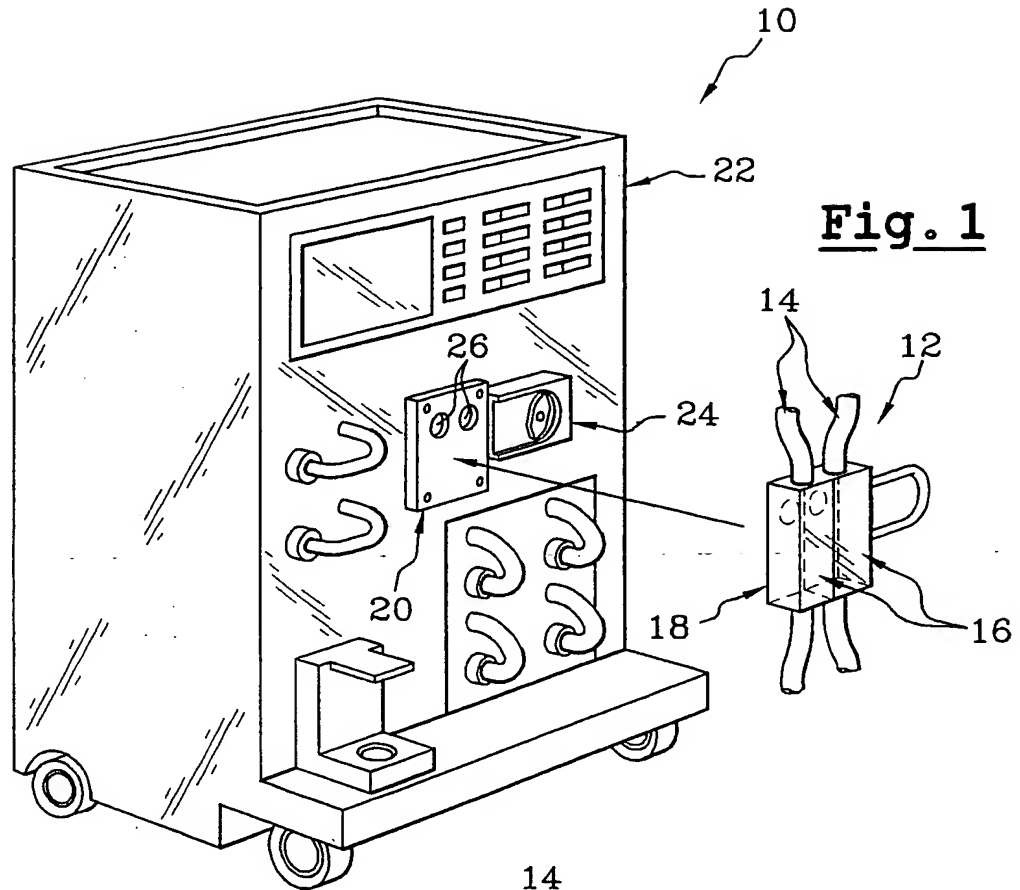
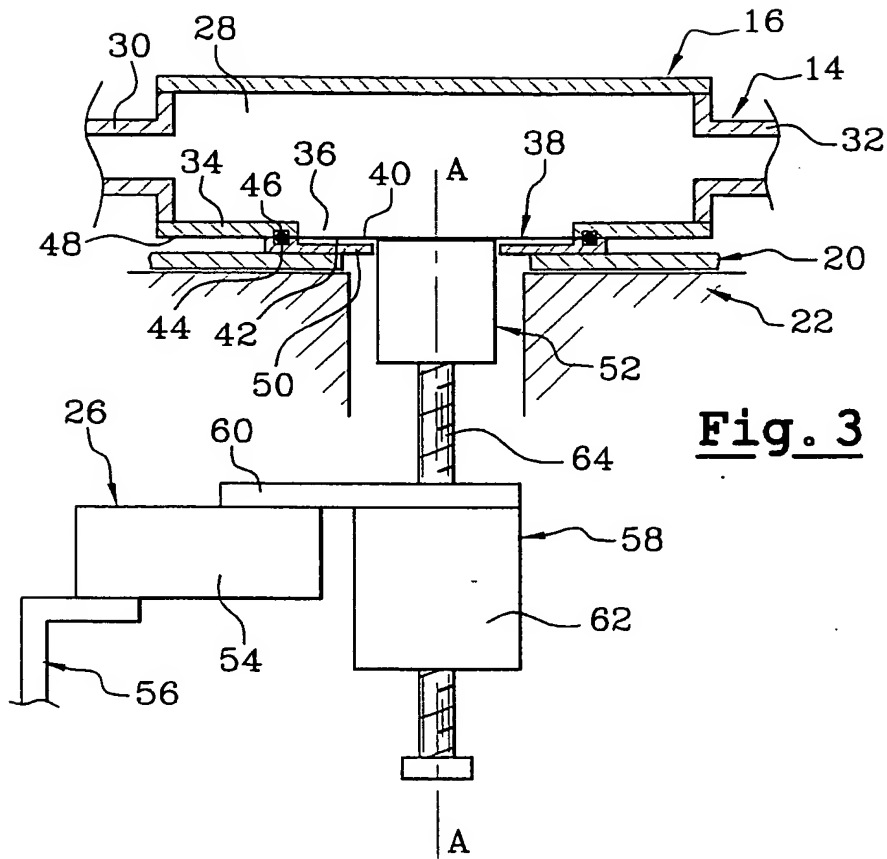
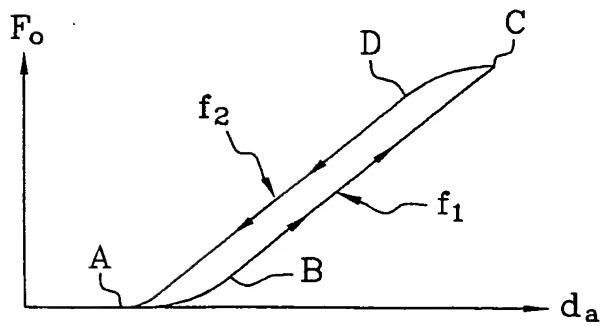
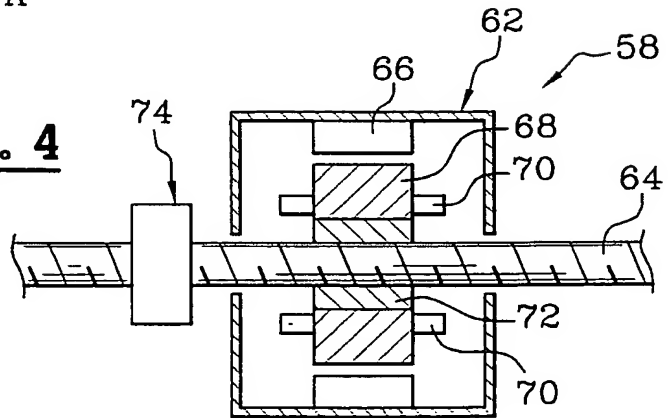


Fig. 2

2/3



**Fig. 4**





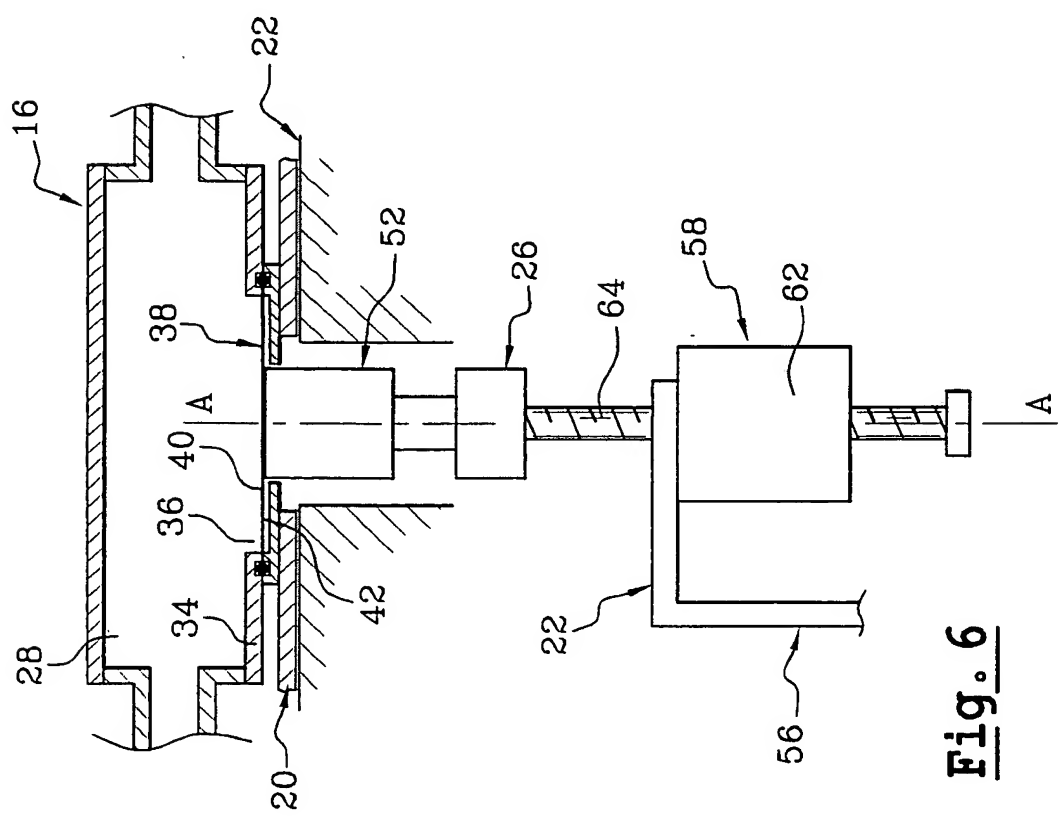


Fig. 6

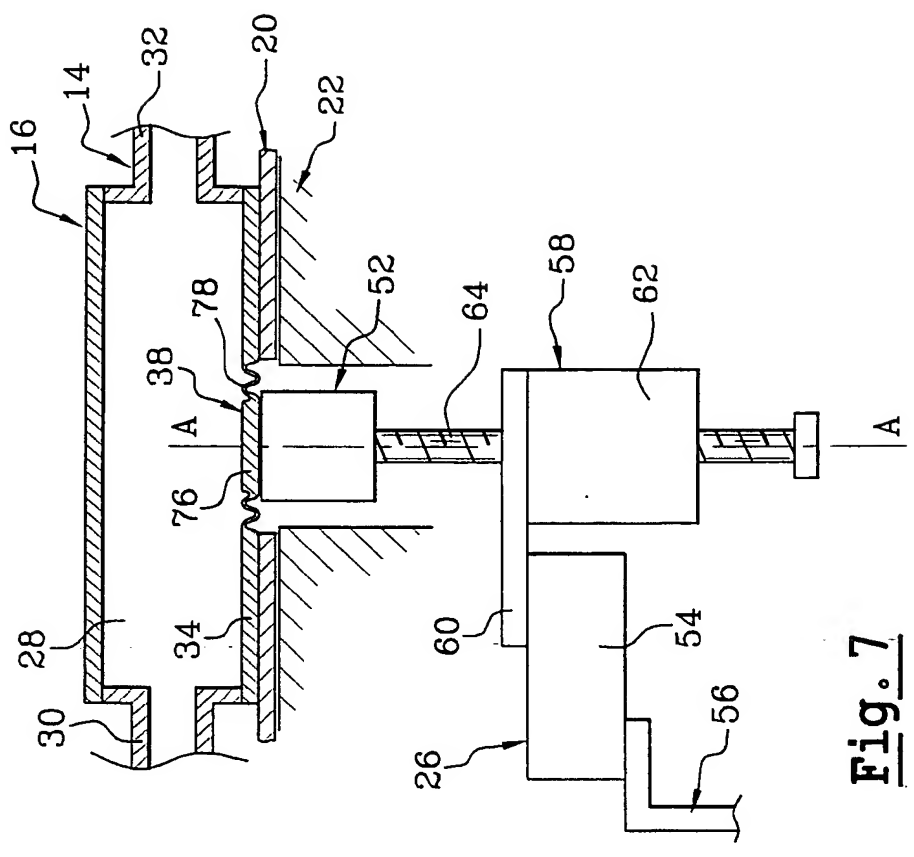


Fig. 7

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**

**DOCUMENT FILED BY:**

**YOUNG & THOMPSON**

745 SOUTH 23RD STREET  
ARLINGTON, VIRGINIA 22202  
Telephone 703/521-2297